

(51) Int.Cl.<sup>6</sup>

A 6 1 N 5/00

識別記号

庁内整理番号

7507-4C

F I

審査請求 未請求 予備審査請求 有 (全 36 頁)

(21) 出願番号 特願平6-514338  
 (86) (22) 出願日 平成5年(1993)12月7日  
 (85) 翻訳文提出日 平成6年(1994)8月12日  
 (86) 国際出願番号 PCT/US93/11872  
 (87) 国際公開番号 WO94/13205  
 (87) 国際公開日 平成6年(1994)6月23日  
 (31) 優先権主張番号 07/989, 045  
 (32) 優先日 1992年12月10日  
 (33) 優先権主張国 米国 (US)  
 (81) 指定国 EP(AT, BE, CH, DE, DK, ES, FR, GB, GR, IE, IT, LU, M C, NL, PT, SE), AU, BR, CA, J P, K R, US

(71) 出願人 アキュレイ インコーポレイテッド  
 アメリカ合衆国 カリフォルニア州  
 95054 サンタ クララ スウィート 3  
 ワイアット ドライヴ 2000  
 (72) 発明者 デップ ジョセフ ジー  
 アメリカ合衆国 カリフォルニア州  
 95129 サン ホセ ブルー リッジ ド  
 ライヴ 4815  
 (74) 代理人 弁理士 中村 稔 (外6名)

(54) 【発明の名称】 定位的放射線手術および定位的放射線治療を実行する装置および方法

## (57) 【要約】

ターゲット領域を通ったビーム経路に沿って少なくとも断続的に、放射線外科ビーム/放射線治療ビームを放射することにより、患者の特定のターゲット領域上に、定位的放射線手術或いは定位的放射線治療を実行するための技法が開示されている。図示されたある特定のビーム発生構成は、すくなくとも3次元に移動可能なロボットアームにより支持される。ここに開示された一つの実施例によれば、ロボットアームおよびビーム発生装置を、ビームを横切る予め定められた非環状で、かつ、非直線状の経路に沿って動かす手段が設けられるとともに、このビーム経路は、ターゲット領域に向けられる。このように、横断的な経路に沿って、特定の治療箇所からターゲット領域を通して、放射線外科ビーム/放射線治療ビームを向けることができ、非球状のターゲット領域を画定することができる。第2の実施例によれば、ここに開示された装置は、ロボットアームを制御する手段から独立して、これに依存しない非常停止装置を備え、この非常停止装置は、ロボットアームが意図された横断的な経路を逸脱した場合に、ロボットアームの全ての動きを停

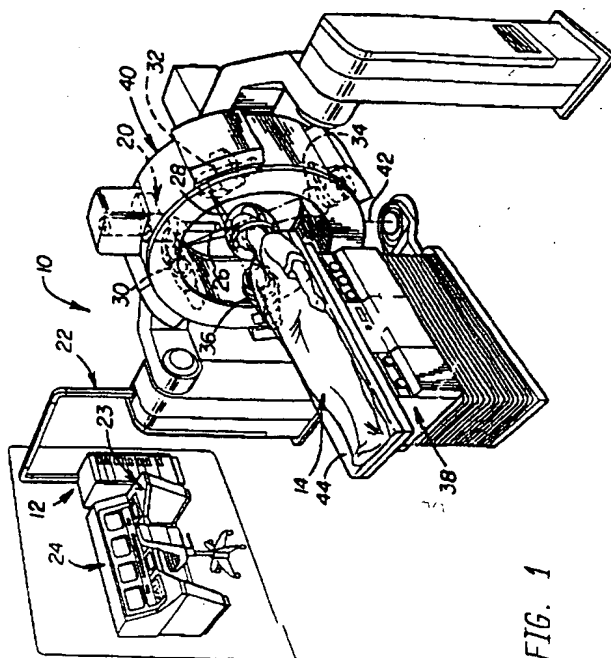


FIG. 1

## 【特許請求の範囲】

1. ある基準点の近傍をも含む周辺領域に対するターゲット領域の位置を示す予め得られた基準データを用いて、患者の特定のターゲット領域上に定位的放射線手術を実行する装置であって、

(a) 前記ターゲット領域に、放射線手術用の放射線ビームを断続的に向ける第1の手段と、

(b) 前記ターゲット領域および基準点を含む周辺領域に、複数のターゲット位置決め用の放射線ビームを断続的に向け、前記周辺領域を通過した後に、前記ターゲット位置決めビームが、前記周辺領域内の前記基準点の位置を示す位置決めデータを含むように構成された第2の手段と、

(c) 前記断続的に向けられたターゲット位置決めビームに応答する第3の手段であって、(i) 前記ターゲット位置決めビームから位置決めデータを得て、

(ii) このようにして得られた位置決めデータを、予め得られた基準データと断続的に比較し、(iii) 断続的な比較の各々から、このような比較の各々の結果として、基準点に対するターゲット領域の位置を決定する第3の手段と、

(d) 前記第1の手段、第2の手段および第3の手段と協働し、(i) 断続的な治療期間中にのみ、前記ターゲット領域に、前記放射線外科ビームを向け、かつ、これと選択的に、断続的なターゲット位置決め期間中にのみ、前記周辺領域を通過して、前記ターゲット位置決めビームを向け、(ii) ターゲット位置決め期間の各々で前記位置決めビームから最も最近に得られた位置決めデータを、その期間中に使用し、位置決めデータを基準データと比較し、基準点に対するターゲット領域の位置を決定する第4の手段と、

(e) ターゲット位置決め期間内で作動可能であり、その期間内で最も最近決定されたターゲット領域の位置に応答して、前記放射線外科ビームが、前記ターゲット領域に正確に向けられることを確実にする第5の手段とを備えたことを特徴とする装置。

2. 前記断続的な治療期間の各々のすぐ後に、ターゲット位置決め期間が続くことを特徴とする請求の範囲第1項に記載の装置。

3. 前記治療期間の各々が、0.5ないし1秒間持続し、前記ターゲット位置決

め期間の各々が、1ないし2秒持続することを特徴とする請求の範囲第2項に記載の装置。

4. 前記第1の手段が、前記放射線外科ビームの経路を横切る予め定められた経路に沿って、前記放射線外科ビームを動かすと同時に、放射線外科ビームが前記ターゲット領域に向けられ、前記ビームを前記予め定められた経路に沿って横断的に動かす結果、放射線外科ビームが、健康な組織の異なる部分を通過するように構成された手段を有することを特徴とする請求の範囲第1項に記載の装置。

5. 前記放射線外科ビームを、前記予め定められた経路に沿って動かす手段が、前記ターゲット位置決め期間中にのみ、そのように動作することを特徴とする請求の範囲第4項に記載の装置。

6. 前記横断的な経路が、その中心で、ターゲット領域に対して円形の経路、或いは、部分的に円形の経路であることを特徴とする請求の範囲第4項に記載の装置。

7. 前記横断的な経路が、非環状で、かつ、非直線状の経路であり、それにより、前記経路に沿った前記放射線外科ビームの動きが、非球状のターゲット領域を画定することを特徴とする請求の範囲第4項に記載の装置。

8. 前記横断的な経路が、特定の螺旋状の経路であり、これに沿って、前記放射線外科ビームが動かされ、楕円形状のターゲット領域が画定されることを特徴とする請求の範囲第7項に記載の装置。

9. 前記放射線外科ビームを、非環状で、かつ、非直線状の前記横断的な経路に沿って動かす手段が、ロボットアームと、前記ロボットアームに支持され、前記放射線外科ビームを発生する手段を有し、前記装置が、前記第1の手段と別個に、これと独立した非常停止手段であって、前記放射線外科ビームが、前記横断的な経路を逸脱した場合に、前記放射線外科ビームの全ての動きを自動的に停止し、これをオフにする非常停止手段を有することを特徴とする請求の範囲第7項に記載の装置。

10. 前記非常停止手段が、固定された信号送信／受信手段と、前記ロボットアームに設けられ、これとともに移動可能な信号送信／受信手段であって、前記固

定された信号送信／受信手段と協働する信号送信／受信手段と、前記固定された信号送信／受信手段と協働し、前記移動可能な信号送信／受信手段の位置を連続的に監視し、したがって、前記ロボットアームおよび前記放射線外科ビーム発生手段の位置を連続的に監視する手段とを有することを特徴とする請求の範囲第10項に記載の装置。

11. 前記固定された信号送信／受信手段が、複数の装置を有し、前記装置の各々が、コード化された赤外線信号を送信するとともに、コード化された超音波信号を受信するように構成され、前記移動可能な信号送信／受信手段が、複数の装置を有し、前記装置の各々が、コード化された超音波信号を送信するとともに、コード化された赤外線信号を受信するように構成されたことを特徴とする請求の範囲第10項に記載の装置。

12. 患者の特定のターゲット領域上に放射線手術を実行する装置であって、

(a) 放射線手術用の放射線ビームを発生する手段と、

(b) 前記ビームが、前記ターゲット領域を介してビーム経路に沿って向けられるように、前記ビーム発生手段を支持するビーム照準手段と、

(c) 前記ビーム照準手段を、前記ビーム経路を横切る予め定められた非環状で、かつ、非直線状の経路に沿って動かすと同時に、前記ビーム経路が前記ターゲット領域に向けられて、前記非環状で、かつ、非直線状の経路に沿って、前記ターゲット領域を介して、特定の治療箇所、前記放射線外科ビームを向けることにより、前記非球状のターゲット領域が画定されるように構成された手段とを備えたことを特徴とする装置。

13. 前記予め定められた経路が、特定の螺旋状の経路であり、楕円形状のターゲット領域を画定するために、これに沿って、前記放射線外科ビームが動かされることを特徴とする請求の範囲第12項に記載の装置。

14. 前記ビームを発生する点が前記横断的な経路に沿って動かされ、前記横断的な経路が、ターゲット領域内に中心を有する仮想的な球面上に、つねに残っているように、前記ビーム照準手段を動かすことを特徴とする請求の範囲第12項に記載の装置。

15. 前記予め定められた経路が、以下の式により定義される球面上の特定の螺旋

状の経路であり、

$$Z_i = R \cos \theta_i$$

$$X_i = R \sin \theta_i \cos \phi_i$$

$$Y_i = R \sin \theta_i \sin \phi_i$$

ここに、 $R$ は球の半径、 $X$ 、 $Y$ 、 $Z$ は、球の中心に原点を有する3次元座標系、 $\theta$ は、 $Z$ 軸と半径 $R$ とにより画定される角度、 $\phi$ は、 $X$ 軸と、 $X-Y$ 平面内の半径 $R$ の $X-Y$ 成分とにより画定される角度、 $i$ は、螺旋状の経路上の特定の治療箇所であるように構成されたことを特徴とする請求の範囲第14項に記載の装置。

16. 前記ビーム照準手段が、前記螺旋状の経路に沿って、断続的に動かされ、前記ビーム照準手段が静止しているときのみに、前記特定の治療箇所で、前記ビームを発生することを特徴とする請求の範囲第15項に記載の装置。

17. 前記ビームを発生する螺旋状の経路が、以下の等式により定義され、

$$\theta_i = \pi / 6 + (\pi / 6) \cdot (i / N)$$

$$\phi_i = 2\pi (5i / N)$$

$$i = 0, 1, 2, \dots, N$$

ここに、 $N$ は、ビームを発生する点 $i$ の総数に等しいように構成されたことを特徴とする請求の範囲第16項に記載の装置。

18. 前記ビーム照準装置と独立して、前記ビーム照準装置が、その横断的な経路から逸脱した場合に、前記ビーム照準装置の全ての動きを自動的に停止し、前記放射線外科ビームをオフにする非常停止手段を備えたことを特徴とする請求の範囲第12項に記載の装置。

19. 前記非常停止手段が、固定された信号送信／受信手段と、前記ロボットアームに設けられ、これとともに移動可能な信号送信／受信手段であって、前記固定された信号送信／受信手段と協動する信号送信／受信手段と、前記固定された信号送信／受信手段と協動し、したがって、前記ロボットアームおよび前記放射線外科ビーム発生手段と協動する手段とを有することを特徴とする請求の範囲第18項に記載の装置。

20. 前記固定された信号送信／受信手段が、複数の装置を有し、前記装置の各々

が、コード化された超音波信号を送信するとともに、コード化された赤外線信号を受信するように構成され、前記移動可能な信号送信／受信手段が、複数の装置を有し、前記装置の各々が、コード化された超音波信号を送信するとともに、コード化された赤外線信号を受信するように構成されたことを特徴とする請求の範囲第19項に記載の装置。

21. 前記放射線外科ビームを発生する手段が、制御されて断続的にビームを発生し、前記ビームが前記横断的な経路に沿って動いているときに、患者のあるクリティカルな領域には、前記ビームが向けられないように構成されたことを特徴とする請求の範囲第12項に記載の装置。

22. 患者の特定のターゲット領域上に放射線手術を実行する装置であって、

(a) 放射線手術用の放射線ビームを発生する手段と、

(b) ロボットアームを有し、前記ビーム発生手段が、前記ターゲット領域を介して、ビーム経路に沿って前記ビームを向けるように、前記ビーム発生手段を支持する手段と、

(c) 前記ロボットアームを、前記ビーム経路を横切る予め定められた経路に沿って動かし、したがって、前記放射線外科ビームを、この経路に沿って動かし、同時に、前記ビーム経路が、前記ターゲット領域に向けられるように構成された手段と、

(d) 前記ロボットアームを有する手段と独立して、これに依存することなしに、前記ロボットアームが、その横断的な経路から逸脱した場合に、前記ロボットアームの全ての動きを自動的に停止し、前記ビームをオフにする非常停止手段とを備えたことを特徴とする装置。

23. 前記非常停止手段が、固定された信号送信／受信手段と、前記ロボットアームに設けられ、これとともに移動可能な信号送信／受信手段であって、前記固定された信号送信／受信手段と協働する信号送信／受信手段と、前記固定された信号送信／受信手段と協働し、したがって、前記ロボットアームおよび前記放射線外科ビーム発生手段と協働する手段とを有することを特徴とする請求の範囲第22項に記載の装置。

24. 前記固定された信号送信／受信手段が、複数の装置を有し、前記装置の各々

が、コード化された赤外線信号を送信するとともに、コード化された超音波信号を受信するように構成され、前記移動可能な信号送信／受信手段が、複数の装置を有し、前記装置の各々が、コード化された超音波信号を送信するとともに、コード化された赤外線信号を受信するように構成されたことを特徴とする請求の範囲第19項に記載の装置。

25. 前記複数の固定された装置が、3つの装置を有し、前記複数の移動可能な装置が、前記固定された装置の各々が前記移動可能な装置の少なくとも3つとつねに信号が通じていることを保証するのに十分な数の装置を有することを特徴とする請求の範囲第24項に記載の装置。

26. ある基準点の近傍をも含む周辺領域に対するターゲット領域の位置を示す予め得られた基準データを用いて、患者の特定のターゲット領域上に定位的放射線手術を実行する方法であって、

(a) 前記ターゲット領域に、放射線手術用の放射線ビームを断続的に向け、

(b) 前記ターゲット領域および基準点を含む周辺領域に、複数のターゲット位置決め用の放射線ビームを断続的に向け、前記周辺領域を通過した後に、前記ターゲット位置決めビームが、前記周辺領域内の前記基準点の位置を示す位置決めデータを含むようし、

(c) 前記断続的に向けられたターゲット位置決めビームに応答して、(i) 前記ターゲット位置決めビームから位置決めデータを得て、(ii) このようにして得られた位置決めデータを、予め得られた基準データと断続的に比較し、(iii) 断続的な比較の各々から、このような比較の各々の結果として、基準点に対するターゲット領域の位置を決定し、

(d) 前記第1、第2および第3のステップと協動し、(i) 断続的な治療期間中にのみ、前記ターゲット領域に、前記放射線外科ビームを向け、かつ、これと選択的に、断続的なターゲット位置決め期間中にのみ、前記周辺領域を通過して、前記ターゲット位置決めビームを向け、(ii) ターゲット位置決め期間の各々で前記位置決めビームから最も最近に得られた位置決めデータを、その期間中に使用し、位置決めデータを基準データと比較し、基準点に対するターゲット領域の位置を決定し、

(e) ターゲット位置決め期間内に、その期間内で最も最近決定されたターゲット領域の位置に応答して、前記放射線外科ビームを、前記ターゲット領域に正確に向けることを確実にするように構成されたことを特徴とする方法。

27. 前記断続的な治療期間の各々のすぐ後に、ターゲット位置決め期間が続くことを特徴とする請求の範囲第21項に記載の方法。

28. 患者の特定のターゲット領域上に放射線手術を実行する方法であって、

(a) ビーム発生装置により、放射線手術用の放射線ビームを発生し、

(b) 前記ビームが、前記ターゲット領域を介してビーム経路に沿って向けられるように、前記ビーム発生装置を支持し、

(c) 前記ビーム発生装置を、前記ビーム経路を横切る予め定められた非環状で、かつ、非直線状の経路に沿って動かすと同時に、前記ビーム経路が前記ターゲット領域に向けられて、前記非環状で、かつ、非直線状の経路にそって、前記ターゲット領域を介して、特定の治療箇所に、前記放射線外科ビームを向けることにより、前記非球状のターゲット領域が画定されるように構成されたことを特徴とする方法。

29. 前記ビームを発生する点が前記横断的な経路に沿って動かされ、前記横断的な経路が、ターゲット領域内に中心を有する仮想的な球面上に、つねに残っているように、前記ビーム発生装置を動かすことを特徴とする請求の範囲第28項に記載の方法。

30. 前記予め定められた経路が、以下の式により定義される球面上の特定の螺旋状の経路であり、

$$Z_i = R \cos \theta_i$$

$$X_i = R \sin \theta_i \cos \phi_i$$

$$Y_i = R \sin \theta_i \sin \phi_i$$

ここに、Rは球の半径、X、Y、Zは、球の中心に原点を有する3次元座標系、 $\theta$ は、Z軸と半径Rとにより画定される角度、 $\phi$ は、X軸と、X-Y平面内の半径RのX-Y成分とにより画定される角度、iは、螺旋状の経路上の特定の治療箇所であるように構成されたことを特徴とする請求の範囲第29項に記載の方法。



31. ビーム発生装置が、前記螺旋状の経路に沿って、断続的に動かされ、前記ビーム照準手段が静止しているときのみに、前記ビームを発生することを特徴とする請求の範囲第30項に記載の装置。

32. 前記ビームを発生する螺旋状の経路が、以下の等式により定義され、

$$\theta_i = \pi / 6 + (\pi / 6) \cdot (i / N)$$

$$\phi_i = 2 \pi (5 i / N)$$

$$i = 0, 1, 2, \dots, N$$

ここに、Nは、ビームを発生する点iの総数に等しいように構成されたことを特徴とする請求の範囲第31項に記載の方法。

33. 前記予め定められた経路が、特定の螺旋状の経路であり、楕円形状のターゲット領域を画定するために、これに沿って、前記放射線外科ビームを動かすことを特徴とする請求の範囲第28項に記載の方法。

34. 患者の特定のターゲット領域上に放射線手術を実行する方法であって、

(a) ビーム発生装置により、放射線手術用の放射線ビームを発生し、

(b) 前記ターゲット領域を介して、ビーム経路に沿って前記ビームを向けるように、ロボットアームにより、前記ビーム発生装置を支持し、

(c) 前記ロボットアームを、前記ビーム経路を横切る予め定められた経路に沿って動かし、したがって、前記放射線外科ビームを、この経路に沿って動かし、同時に、前記ビーム経路を、前記ターゲット領域に向け、

(d) 前記ロボットアームと独立して、これに依存することなしに、前記ロボットアームが、前記横断的な経路から逸脱した場合に、前記ロボットアームの全ての動きを自動的に停止し、前記ビームをオフにする非常停止手段を使用するように構成されたことを特徴とする方法。

## 【発明の詳細な説明】

定位的放射線手術および定位的放射線治療を実行する装置および方法

本発明は、全般的には、ある基準点の近傍をも含む周辺領域に対するターゲット領域の位置を示す予め得られた基準データを用いて、患者の特定のターゲット領域上に、定位的放射線手術および／または定位的放射線治療を実行する装置および方法に関するものである。より詳細には、本発明は、John R. Adlerの名により1990年10月19日に出願された係属中の米国特許出願第07/600, 501号に開示された方法および装置の種々の改良に関するものである。この出願は、引用することにより、ここに組み込まれている。

定位的放射線手術という語は、周知のように、ターゲット領域、すなわち、組織の特定体積、特に、腫瘍組織を壊死させるために放射線束を用いる処置を称している。一般に、この療法は、約2000ないし3000radの放射線量を必要としている。定位的放射線治療という語は、治療上の目的や壊死させない目的のためにターゲット領域に、放射線束を与える処置を称している。一般に、後者の場合に用いられる放射線量は、壊死の線量よりも小さいオーダであり、たとえば、200ないし300radである。ターゲット領域は、意図された目的のために必要な放射線量をもって処置すべき特定量の形状を意味している。また、たとえば、ターゲット領域は、線量分布 (dose contour) と称される。

以下に明らかになるように、本発明の種々の構成は、定位的放射線手術および定位的放射線治療の双方に、等しく適用することができる。しかしながら、簡略にするために、(明細書および請求の範囲の双方において、) 定位的放射線手術という語をここに使用し、定位的放射線手術および定位的放射線治療の双方を指すものとする。したがって、たとえば、ここに述べられる放射線外科ビームは、このビームおよび放射線治療ビームを指すことが意図される。

前述したように、係属中のAdlerの出願は、引用することによりここに組み込まれている。以下に詳述するように、Adlerの出願に開示された定位的放射線手術装置の各々は、予め得られた基準データを用いて患者の特定のターゲット領域

上に放射線手術を実行するように設計されている。この基準データは、たとえば

、3次元マッピングデータであり、ある基準点、たとえば、実在する骨の構成或いは移植された基準 (fiducial) の近傍を含む周辺領域に対するターゲット領域の位置を示している。この手順に従うと、ターゲット領域に、放射線外科ビームを放射することができる。この放射線外科ビームをターゲット領域に正確に向け、ことを確実にするために、多数の標識放射線ビーム、実際にはターゲット位置決めビームが、ターゲット領域の周辺領域内に、或いは、これを通して向けられ、これら後者の放射線外科ビームから得られた情報は、予め得られた基準データに沿って用いられ、ターゲット領域に放射線外科ビームが正確にその照準を合わせる。この全体の処置は、その意図された目的のために十分であり、本発明は、多数の改良を提供する。

以下により詳細に述べるように、患者の特定のターゲット領域、特に、典型的には球状の形をしたターゲット領域とは対照的に不規則な形をしたターゲット領域上に、定位的放射線手術 (または放射線治療) を実行するための装置が、本明細書に開示される。本発明にしたがって設計されるこの装置は、放射線外科ビームの放射を発生するための手段およびビームの照準を合わせる手段を利用している。好ましい実施態様において、ビームの照準を合わせる手段は、ロボットアームを有し、放射線外科ビームをビーム経路に沿ってターゲット領域に向けるように、ビーム生成手段を支持するという役割を果たす。

本発明の一つの特徴によれば、本明細書中に開示される放射線手術装置は、ビームの照準を合わせる手段を、ビーム経路を横切る所定の非環状で、かつ、非直線上の経路に沿って動かす手段を有するが、同時に、ビーム経路は、ターゲット領域に向けられている。このように、放射線外科ビームは非環状で、かつ、非直線状の経路に沿って特定の治療箇所からターゲット領域を通るように向けられ、特定の非球状のターゲット領域が画定されるのである。本明細書中に開示される実際の実施態様において、この所定の非環状で、かつ、非直線状の横断経路は特定の螺旋状の経路であり、これは、非球状ターゲット領域が特定の楕円形状の中にあるように選択されたものである。このように、不規則な形状の腫瘍にほぼ等

しいが、これを完全に包囲しているターゲット領域或いは線量分布を与えること

によって、これまでに可能であった方法よりもより効率的に、不規則な形状の腫瘍を治療することができる。以前は、この形状の腫瘍の場合には連続した円形投与形状が必要であり、多くの場合、必要な腫瘍よりも大きい範囲或いは小さい範囲を含有していた。

本明細書中に開示される装置の好ましい実際の実施態様においては、ビームの照準を合わせる手段は、直前に説明したような非環状で、かつ、非直線状の横断経路に従うために、少なくとも3次元において自由に動くことができるロボットアームを有している。その結果、本発明の第二の特徴によれば、ロボットアームがその意図された非環状で、かつ、非直線状の横断経路から逸脱する場合には、患者を保護するために、ビームの照準を合わせる手段と独立して、これに依存しない非常停止手段であって、ロボットアームの全ての動きを自動的に停止し、放射線外科ビームを自動的にオフにする非常停止手段が、装置に設けられている。

今議論した特徴に加え、本明細書中に開示される装置は、放射線手術中のほぼ任意の時点において、すなわち、ほぼリアルタイムに、放射線外科ビームが、ターゲット領域に正確に向けられていることを確実にするための一意的な処置を有している。先に説明したAdlerの出願に開示されている装置のように、本明細書中に開示される装置には、ある基準点の近傍をも含む周辺領域に対するターゲット領域の位置を示す予め得られた基準データが設けられている。また、アドラーのものと同様に、開示される装置は、複数の標識ビームすなわちターゲット位置決めビームを利用し、ほぼリアルタイムにターゲット領域の位置を決定するために、予め得られた参考データと比較されるほぼリアルタイムの位置決めデータを得る。しかしながら、後に詳述するように、本明細書中に開示される装置は、一意的な特定の時間的なシーケンスにしたがって、このターゲット探知手順を実行し、装置が迅速であるが信頼性を有して作動することを可能にする。

以下、添付図面を参照して、本発明をより詳細に説明する。ここに、

第1図は、先に述べたAdlerの係属中の出願を記載した装置の一実施例の略等角図である。

第2図は、Adlerの構成の標識的な画像形成および加速器の焦点合わせを概略

的に示す図である。

第 3 図は、Adler の出願に記載された装置の他の実施例を、第 1 図と同様に示した図である。

第 4 図は、Adler の装置および本発明にしたがって設計された装置にかかるシステムブロックダイアグラムを概略的に示す図である。

第 5 図は、第 3 図に見いだされる構成の部分であるが、本発明の特徴を組み込むために変更された部分を、第 3 図と同様に示した図であり、特に、ロボットアームが、予め定められた横断経路に沿った動きから逸脱したときに、第 3 図に示される構成の一部をなすロボットアームの全ての動きを自動的に停止する構成を示す図である。

第 6 図は、第 5 図に示される非常停止装置に対応するブロックダイアグラムを概略的に示す図である。

第 7 図および第 8 図は、非球状のターゲット領域、より詳細には、楕円形状のターゲット領域を与えるために、非球状でかつ非線型の経路、より詳細には、螺旋状の経路に沿って、第 3 図に示すロボットアーム装置が移動する方法を、概略的に示す図である。

第 9 図は、本発明にしたがって、時間的に装置が作動する方法を、概略的に示す図である。

図面を参照すると、種々の図面を通して、同一の構成部分には同一の番号が付されている。まず、第 1 図を参照すると、本発明の一実施例にしたがって設計された定位的放射線手術装置が示されており、これは、全般的に、参照番号 10 で示されている。先に示したように、本発明は、前述した Adler の出願に記載された定位的放射線手術装置の多数の改良に向けられている。したがって、特に、装置 10 に関して、この装置を形成する多くの構成部分は、Adler の出願の第 1 図に記載された装置の構成部分と同一である。本発明の種々の構成をより完全に理解するために、まず、これら対応する構成部分について説明する。

第 1 図に示すように、全体の装置 10 は、たとえば、マイクロプロセッサ 12 などデータプロセッサ、或いは、ディスクまたは記憶ユニット 13 (第 4 図) な

ど補助装置内のデータ記憶メモリを有している。マイクロプロセッサ12 或いは記憶ユニット13は、たとえば、患者14の生きている組織の少なくとも一部の3次元マッピングを、その中に記憶している。記憶ユニット13がある場合には、通常はデジタルの形態の3次元マッピングデータは、一般的に、比較のためにマイクロプロセッサ12にロードされる。このマッピングは、マッピング領域16（第2図参照）をカバーし、この領域16は、選択的に照射される患者のターゲット領域18よりも大きく、これを含んでいる。第2図のマッピング領域16は、基本的には、患者14の頭蓋15の部分であり、骨の構造が、整列基準として機能すべく存在している。所望であれば、3以上の基準（fiducial）を移植することができる。この場合に、整列基準として骨の構造を使用する必要はない。これは脳の処置のためになすことができるが、身体の一部の骨の少ない領域においては、特に所望であり、或いは、必要である。

3次元マッピングは、従来の方法により得ることができる。たとえば、この画像を得るためにCATスキャン（CT）を利用することができ、このマッピングを得るために、磁気共鳴画像形成（MRI）を使用することができる。周知のように、CT或いはコンピュータ化された断層撮影法は、X線ビームの吸収差を測定することにより作動し、フーリエ変換により得られたデータを処理している。MRIは、3次元マッピングを得るために、核磁気共鳴特性を利用している。いずれの処置を実行するための装置も、購入可能である。さらに、データは、デジタルの形態で利用可能であり、それにより、データを、メモリユニット13および/またはマイクロプロセッサ12に容易に記憶することができる。

ビーム発生装置20が設けられ、このビーム発生装置20は、作動のときに、ターゲット領域18を壊死させるのに十分な強さのコリメータを使用した外科用電離線束（イオンビーム）を照射する。有用なビーム発生装置の一つは、直線加速器、好ましくは、X線直線加速器と同種のものである。その一方、他の電離放射線源を、電離放射線源として用いることができる。このようなX線発生装置は、購入可能である。また、これは、”放射線医学物理（The Physics of Radiology）”第3版第5刷A. E. JohnsおよびJ. R. Cunningham, 1974, Charles C. Thomas,

publisher, Springfield, Illinoisを含む多数の文献に記載されている。高周波は、電源、モジュレータおよび出力管により生成され、導波路22を介して加速管、すなわち、ビーム発生装置20に送出される。波が導管を通るにしたがって、その速度は増大する。

電子にエネルギーが与えられ、たとえば、2メートルの長さの管内に、6 Mevのエネルギーが与えられ得る。電子は、ねらった方向にしばられX線が発生するターゲットに衝突することができる。このような装置は、たとえば、Varianを含む種々の製造業者から購入することができる。比較的小さなサイズで、比較的軽量である理由から好ましい装置、すなわち、X線直線加速器は、カリフォルニア州サンタクララのShonberg Radiation社によって製造され、MINACという商標が付けられている。

たとえば、コントロールコンソール24上のスイッチ23をオペレータが起動することにより、ビーム発生装置20が起動される。

第1図および第2図に示されるように、マッピング領域16を介して、第1および第2の標識ビームすなわちターゲット位置決めビーム26、28を通過させる手段が設けられている。これらビームは、マッピング領域に投影するのに十分に、横方向に拡がっている。第1および第2の標識ビーム26、28は、互いに既知のゼロではない角度をなしている。第1図および第2図に示された本実施例においては、ビーム26、28は互いに直交している。しかしながら、ゼロでないかぎり、あらゆる角度を使用することができる。ビーム26、28は、それぞれ、標識X線発生装置30、32により生成される。第1図および第2図においては、イメージレシーバ34、36であるイメージ増幅器が、それぞれ、ビーム26、28を受入れ、所望であればこれらを増幅し、得られた電気信号をマイクロプロセッサ12に送り、それにより、これら電気信号が、3次元マッピングと比較される。

第4図に示されるように、イメージレシーバ34、36は、マイクロプロセッサ12に接続されている。イメージレシーバ34、36は、それ自身がデジタル信号を提供し、或いは、マイクロプロセッサの一部として、または、これに関連してA/Dコンバータを設け、それにより、マッピング領域16の異なる二つ

の平面領域を示し、イメージレシーバ34、36により検出された画像を、マッピング領域16の（デジタルの状態の）3次元マッピングと、デジタルの状態と比較することができる。従来の形状算出技術を用いることにより、照射すべきターゲット領域18の正確な位置を、完全に知ることができる。

起動時に、コリメータを使用したビームが連続的にターゲット領域18に焦点を合わせているように、ターゲット領域のリアルタイムの位置を示すデータに回答して、所望のようにビーム発生装置20と患者14との相対位置を調整する手段が設けられている。第1図に示す実施例において、ビーム発生装置と患者との相対位置を調整する手段は、ガントリ40を有している。このガントリ40には、ビーム発生装置20、標識X線発生装置30、32およびイメージレシーバ34、36が、従来の装置のように取り付けられ、第2図の矢印に示されるように、作動テーブル38が下げられ、或いは、上げられ、ガントリ40が、軸42まわりに回転させられ、作動テーブル38の頂部44が、長手方向に延びる軸まわりに傾けられる。ガントリ40と患者14との相対位置を広範囲にわたり調整することにより、コリメータを使用したビームが、ターゲット領域に連続的に焦点を合わせることができるとともに、患者のまわりを360°にわたって、ビーム発生装置20を回転させることにより、コリメータを使用したビームが通過する健康な組織を変更することができる。

上に説明した事項は、対応するAdlerの出願（Adlerの出願の第1図）と共通する装置の構成部分に関連している。出願人が改良した装置10を説明する前に、第3図に示され、参照番号10'で特定された他の定位的放射線手術装置を説明する。この特定の装置は、多くの点において、Adlerの特許出願の第3図に示された定位的放射線手術装置に対応している。装置10の場合のように、装置10'とAdlerの装置との類似点を、出願人により改良された種々の点を説明する前に、説明しておく。しかしながら、最初に、装置10'と第1図に示す装置10との間のひとつの基本的な相違点は、前者がガントリ40を利用せず、作動テーブル138を動かす必要がないことであることに留意すべきである。むしろ、図示するように、装置10'の部分を形成するビーム発生装置は、少なくとも3次元的に移動可能なロボットアームにより支持されている。



特に第3図を参照すると、装置10は、プロセッサにより制御可能なロボットアーム機構46により支持され、位置決めされるビーム発生装置120を有するものとして示されている。ロボットアーム機構46は、6軸運動と自由度6（3並進方向および3回転方向）を有し、それにより、ビーム発生装置は、患者のまわり、上下、患者の身体の長手方向に沿って、或いは、患者の身体の横方向に沿って自由に動くことができる。このようなロボットアーム機構は、たとえば、カリフォルニア州サンタフェスプリングスのGMF Robotics社から購入可能であり、これらは、S-420Fの名前で販売されている。このように容易に購入可能な他のロボットアームには、サンナゼ（San Jose）およびシンシナチ ミルクローンのAdept Robotics社のものがある。このような機構を用いることにより、コリメータを使用した電離放射線束である放射線束を、ほぼ全ての所望の方向から、処置を行なう箇所、すなわち、ターゲット領域に向けることができる。したがって、この実施例により、従来の装置の場合と比較して、コリメータを使用したビームが健康な組織を通過する時間を、より短くすることができる。

第3図の実施例において、マッピング領域16に、第1および第2の標識ビーム126、128を通過させる手段は、一对のX線発生装置130、132と同種のものである。これらは、たとえば、天井（図示せず）にしっかりと固定されている。適当なイメージレシーバ134、136が、患者のマッピング領域16内の第1および第2の投影に対応する第1および第2の画像を示す電子画像を生成するためにはたらく。電子画像は、画像自体がデジタルではない場合にはA/D変換器を介して、マイクロプロセッサ12に送られ、比較が行われる。次いで、第2のプロセッサ（機構46用のコントローラ）12'により、信号が生成される。この第2のプロセッサ12'は、マイクロプロセッサ12の遠隔拡張部として機能し、機構を含むロボットアーム機構の全ての作動の位置決めを制御し、それにより、ビーム発生装置120の位置決めが調整されて、ビーム発生装置120により生成されるコリメータを使用した外科ビームが、照射すべきターゲット領域18上に焦点を合わせることを実質にする。実際の実施例では、プロセッサすなわちコントローラ12'が機構46の部分形成するため、第3図において、プロセッサすなわちコントローラ12'は、プロセッサ12から独立し、

か

つ、離間して示されている。しかしながら、コントローラ 12' を、プロセッサ 12 に直接組み込むようにすることもできる。したがって、第 4 図のブロックダイアグラムでは、コンピュータすなわちプロセッサ 12 の一部をなすものとして、或いは、（第 3 図におけるロボット機構 46 である）LINAC マニピュレータ 46 の一部をなすものとして、コントローラ 12' を示すことができる。

システムブロックダイアグラムの形態をなす第 4 図には、第 1 図或いは第 3 図の装置を制御することができる論理のオペレーションが示されている。マッピング領域 16 を覆う 3 次元マッピングは、たとえば、記憶ユニットすなわちテープ駆動装置 13 のテープに記憶される。イメージレシーバ 34、134 および 36、136 からの信号は、プロセッサ 12 に送られる。第 4 図に示されるように、プロセッサ 12 からの制御信号は、イメージレシーバ 34、134 並びに 36、136 および／または標識 X 線発生装置 30、130 並びに 32、132 に戻され、所望の時間間隔で、或いは、オペレータのコマンドにより、これらは作動する。プロセッサ 12 からの信号は、ロボットアーム機構 46（実際にはこのコントローラ 12'）に送られ、或いは、ジムバル（ガントリ）40 に送られ、位置決め状態を示すジムバル 40 或いはロボット機構 46 からの返還信号が、プロセッサに返されることにより、その位置決めが制御される。通常、ビーム発生装置 20、120 は、ターゲット領域 18 に焦点が合わされている場合にのみ、プロセッサ 12 により駆動され、他の場合には、駆動されない。しかしながら、患者のターゲット領域でない領域を照射する時間が、ターゲットでない組織の放射線壊死を防ぐのに十分に限定されている限り、ビーム発生装置 20、120 をそのままにしておくことができる。コリメータを使用したビームは、任意の選択された方向からターゲット領域上に再び的をあわせることができ、したがって、多様な方向から照射をすることができる。オペレータは、オペレータディスプレイ 48 を有するオペレータ制御コンソール 24 により、制御をなすことができる。また、安全連動装置 50 が設けられ、必要なときに、プロセッサ 12 の動作およびビーム発生装置 20、120 の動作を中断する。

基本的に、イメージレシーバ 34、134 および 36、136 は、正しい時間で、選択された時間間隔により分離された画像を提供する。これらの画像は、一

般にはテープ駆動装置 13 からプロセッサ 12 にロードされた CT スキャンと、プロセッサ 12 において比較され、必要であれば、ジムバル 40 或いはロボットアーム機構 46 の位置決めが調整され、ビーム発生装置 20、120 により生成されたコリメータを使用したビームが、患者のマッピング領域 16 内のターゲット領域 18 に焦点を合わせていることを維持する。ジムバル 40 或いはロボットアーム機構 46 は、コリメータを使用したビームがターゲット領域 18 に焦点を合わせている間に、連続的に、或いは、段階的に、所望のように動くことができ、したがって、ビームの通路内の任意の健康な組織が電離照射に晒される範囲を、最小限にすることができる。

一般に、本発明にかかる装置および方法を、身体のほぼ任意の場所に利用することができることに留意すべきである。そこからターゲット領域を配置することができる必要なマーカーを与えるための骨が存在しない領域においては、3つの基準を挿入し、人工的な標識点 (artificial landmark) を与える必要がある。

また、1つ或いは2つの基準が、これらの空間的な位置の方向的な表示を与えるような形態である場合、および/または、1以上の部分的な標識点を与えるために十分な骨が存在する場合には、1つ或いは2つの基準を使用することができる。基準により、照射すべきターゲット領域 18 を位置決めするためのより良好で、より正確な系が与えられるため、十分に骨が存在する場合であっても、身体的位置に基準を使用することが望ましい。

係属中の Adler の特許出願に記載された定位的放射線手術装置の各々に対応する限りにおいて、装置 10 および装置 10' を説明した。次に、本発明にしたがって、出願人により提供される装置の多数の改良点について説明する。これらの改良点には、(1) 装置 10' に適用可能であり、第 5 図および第 6 図に示される非常停止装置、(2) 装置 10' に適用可能な、非球状のターゲット領域 18 を形成するための一意的な技法、および、(3) ほぼリアルタイムでターゲット領域を連続的に配置するために、放射線外科ビームおよび標識ターゲット位置決

めビームを作動させる一意的な一時的処置が含まれる。この後者の特徴は、装置 10 および装置 10' の双方に適用可能であり、第 9 図には、関連するタイミングダイアグラムが示されている。

第 5 図を参照すると、装置 10' の部分を形成し、プロセッサにより制御可能なロボットアーム機構 46 は、患者 138 上にビーム発生装置 120 を支持するように示されている。明瞭にするために、第 3 図に示された装置の残りの部分は、第 5 図から省略されている。その一方、第 5 図には、3 つの装置 A、B、C を有する装置 10' が示されている。これら装置 A、B、C は、タワー 200 上に、相互に離間して固定され、タワー 200 自体は、適当な手段により、202 で示される天井に固定されている。同時に、少なくとも 3 つ、好ましくはそれ以上の異なるタイプの装置 1、2、3 などが、ビーム発生装置 120 の後部本体 204 上に設けられている。これは、機構的に考えると、ロボットアーム 206 の延長部を形成し、このロボットアーム 206 は、ロボットアーム機構 46 の一部を構成している。装置 A、B、C の各々は、選択的に、コード化された赤外線パルス信号を送信し、コード化された超音波パルス信号を受信する送信器／受信器の組合せとして機能する。その一方、装置 1、2、3 などの各々は、装置 A、B、C の各々からの一意的にコード化された赤外線パルス信号を受信し、対応してコード化されたパルス状の超音波信号を送信するように特に設計された受信器／送信器として機能する。これら種々の装置は、ビーム発生装置 120 の正確な位置および方向を連続的に監視し、したがって、ビームがその意図された経路を逸脱した場合に、装置をシャットダウンするために、外科ビーム自体を連続的に監視するように、相互に協動する。その理由は以下に明らかになるが、そのために、装置 10' には、これら後者の受信器／送信器が 8 つ設けられており、装置 1、2、3 は本体 204 の前面に設けられ、装置 4、5 は、その側面に設けられ、装置 6 は、その背面に設けられ、二つの付加的な装置 7、8 は、第 5 図には示されていないが、本体 204 の反対の側面に設けられている。

装置 A、B、C および装置 1 ないし 8 は、第 6 図にダイアグラムとして示されるように、非常停止装置 208 の一部を形成している。第 7 図および第 8 図とと

もに後述するように、ビーム発生装置 120 は、ビームの経路を横切る予め定められた 3 次元経路に沿って移動するように意図され、したがって、そのビームが、この経路に沿って移動するように意図されたような本発明の第 2 の特徴にしたがって設計されている。プロセッサにより制御可能なロボットアーム機構 46 およ

びマルチプロセッサコンピュータ 12 は、これを実現するために、相互に協動するように設計されている。しかしながら、コンピュータのエラーによりビーム発生装置 120 がその経路を逸脱した場合に、このような状況の下で、装置をシャットダウンするためのバックアップシステムなしでは、患者が危険にさらされるおそれがある。装置 208 は、このバックアップとして機能している。

第 6 図に示すように、非常停止装置 208 には、固定された 3 つの装置 A、B、C およびビーム発生装置 120 とともに動く装置 1 ないし 8 が含まれるのみならず、マルチプロセッサコンピュータ 12 も含まれる。ロボットアーム 206 により、ビーム発生装置 120 がその意図された移動経路に沿って動くのにしたがって、装置 A は、装置 1 に対して特定のコード化された赤外線パルス信号を送信する。装置 1 が、そのときに、装置 A の視界に入っている場合に、装置 1 は、信号を受信し、それに応答して、装置 A により受信され、容易に設けることができ、飛行情報の時間 (time of flight information) を用いる従来の手段でコンピュータ 12 を介して処理される対応してコード化されたパルス状の超音波信号を返送し、そのときの装置 A に対する装置 1 の位置が確認される。その後、装置 A は、装置 2 に対して一意的なコード化された赤外線信号を用いて、装置 2 に関して同様の処理を実行し、次いで、装置 3、装置 4 などにも実行する。装置 A が、(装置 B、C をオフにして、) 装置 1 ないし 8 に対する位置監視の全てのシーケンスを実行した後に、装置 B が同様の処理を実行し、さらに、(装置 A、B をオフにして、) 装置 C が処理を実行する。

装置 A、B、C の各々は、その視界に入っている装置 1 ないし 8 に通じることができるだけではない。全体の非常停止装置 208 の場合に、装置 1 ないし 8 は、ロボットアーム 206 の任意の可能な位置で、これらのうちの 3 つが、作動中

の装置 A、B 或いは C の視界につねに入っているように配置されている。このように、非常停止装置 208 が、ある完全な監視サイクル（A シーケンス、B シーケンスおよび C シーケンスの全部）を実行するときに、ビーム発生装置上の少なくとも 3 つの点が、装置 A、B、C の各々のために位置していることになる。コンピュータ 12 による適切で容易に提供可能なアルゴリズムによって、位置決め情報は、ビーム発生装置が、そのとき実際に、意図された経路上に存在するか、或

いは、その意図された経路から逸脱しているかを決定するために用いられる。後者である場合に、コンピュータはロボットアーム機構 46 およびビーム発生装置 120 に相互接続され、装置を自動的にシャットダウンする。すなわち、すくなくともロボットアームの動きを自動的に停止し、放射線外科ビームを自動的にオフにする。これは、ロボットアーム機構 46 と、ビーム発生装置 120 をその意図された経路に沿ってガイドする基本的な手段であるコントローラすなわちプロセッサ 12' との間のサーボフィードバック関係に、全く依存することなく実行される。実際の実施例において、装置 208 は、装置が 1 cm/sec ないし 5 cm/sec で動いている場合に、A、B および C の監視シーケンスを通じて各秒あたり 3 回繰り返すことにより、動作中の装置 120 の位置を連続的に監視している。

特に、非常停止装置 208 に関して、本発明は、固定された装置 A、B、C および移動可能な装置 1、2、3 などの間の特定の位置関係を限定するものではなく、その監視シーケンスを通じてこの装置が繰り返す速度を限定するものではないことを理解すべきである。本発明は、このような装置の数、或いは、使用される装置を限定するものではない。適当な関連する装置は、本明細書中に記載された教示に鑑みて容易に提供され得る。実際に作動する実施例において、装置 A、B、C の各々および装置 1、2、3 などの各々は、Litek Advanced System 社から、その卸売業者であるカルフォルニア州ロスアンジェルス の Celesco Transducers を介して、VS-110PRO というモデルナンバーで購入される。

非常停止装置 208 を説明したが、本発明の第 2 の特徴を示した第 7 図および第 8 図を参照して、特に、プロセッサにより制御可能なロボットアーム機構 46

がコンピュータ12により作動され、非球状のターゲット領域18を生成するようにビーム発生装置120を動かす特定の方法を説明する。前述したように、装置10'は、そのビーム発生装置120が、ロボットアーム機構46により、予め定められた経路に沿って移動可能であるように設計されており、この経路は、マルチプロセッサコンピュータにより決定され、放射線外科ビームの経路を横切っており、同時に、ビーム経路は、ターゲット領域に向けられる。従来設計された放射線手術装置において、ビーム発生装置の動きは、球面上の特定の予め定められた弧に限定され、ビーム発生装置がその経路に沿って動くのにしたがって、

ターゲット領域を通る放射線外科ビームを向けることにより、球状のターゲット領域が形成されていた。

本発明によれば、マルチプロセッサコンピュータ12には、ロボットアーム機構46を作動するアルゴリズムが設けられ、このアルゴリズムにより、ビーム発生装置20は、ビーム経路を横切る予め定められた非環状で、かつ、非直線状の経路に沿って動かされ、それと同時に、ビームの経路は、ターゲット領域に向けられる。このように、ターゲット領域では、放射線外科ビームは、非環状で、かつ、非直線状の経路に沿った特定の治療箇所、放射線外科ビームを向け、非球状のターゲット領域を画定することができる。第7図に示すように、本発明の実際に作動する実施例において、コンピュータ12には、ビーム発生装置を、球面上のある螺旋状の経路を通して動かすアルゴリズムが設けられている。この螺旋状の経路は、球面212上において、210で全般的に示されている。また、球面212は、XYZ座標系の原点に、その中心214を有している。幾分不規則で、幾分細長い形状のターゲット領域18は、中心点214を取り囲んでいる。

実際の作動において、ビーム発生装置120は、螺旋状の経路210に沿って動かされるとともに、そのビームは、つねに、ターゲット領域18内の点214に照準を合わせている。放射線外科ビームは、たとえば、断続的に動かされて、治療箇所TP1でスタートし、その後、治療箇所TP2に移動する。次いで、螺旋状の経路上のTP3などを経て、最終の治療箇所TPNに達する。ビーム発生装置は、種々の治療箇所でのみ、そのビームを向け、静止点で、そのように動作

する。治療箇所の間では、ビーム発生装置は、オフ状態に維持される。以下に詳述する特定の螺旋状の経路 210 を選択し、経路上の特定の治療箇所を選択することにより、ビーム発生装置は、第 7 図に示すように、楕円形状で、不規則な形状のターゲット領域 18 を取り囲む線量分布、すなわち、ターゲット領域 18' を与えることができる。特に、第 7 図に示すように、点 214 は、Z 軸に沿って延びる長軸と、X、Y 軸に沿って延びる短軸を有する楕円体の対称中心である。楕円形状の線量分布は、球体状のターゲット領域に限定されていた従来技術と、対照的である。不規則な細長い領域 18 の場合、このターゲット領域全体を照射するためには、幾つかの近接する球体状のターゲット領域が必要であった。

第 7 図に示された螺旋状の経路 210 および楕円形状の領域 18' が、螺旋状の経路 210 と治療箇所 TP1、TP2 などを形成する特定のアルゴリズムのために必要な位置的な基準点を与える XYZ 座標系に示されている。さらに、これに関して、第 8 図においては、XYZ 軸に沿って、球体 210 が重ねられている。さらに、半径 R は、中心点 214 と発生装置 120 の出力点（放射線外科ビームが最初に発生する点）との間の放射線外科ビームの経路を示している。角度  $\theta$  は、Z 軸とビームの経路 R との間のなす角に対応し、角度  $\phi$  は、X 軸とビームの経路 R の X-Y 平面上への投影との間に画定される。これらの関係に基づいて、螺旋状の経路 210 は、以下の等式により定義される。

$$Z_i = R \cos \theta_i$$

$$X_i = R \sin \theta_i \cos \phi_i$$

$$Y_i = R \sin \theta_i \sin \phi_i$$

列挙された等式の各々において、 $i$  は、曲線上の特定の治療箇所に対応している。これら治療箇所は、楕円形状のターゲット領域をカスタマイズするために、その応用に応じて変更される。本発明のある特定の実施例において、治療箇所は下記の式で与えられる。ここに、N は、治療箇所の総数を示している。

$$\theta_i = \pi / 6 + (\pi / 6) \cdot (i / N)$$

$$\phi_i = 2\pi (5i / N)$$

$$i = 0, 1, 2, \dots, N$$



前述したことは、装置 10' が、どのようにして、そのビーム発生装置を、特定の螺旋状の経路に沿って動かすことにより、特定の楕円形状のターゲット領域を形成することができるかを、明確に記述したものであり、本発明は、このような特定の適用に限定されるものではないことを理解すべきである。ビーム発生装置は、非環状で、かつ、非直線状の経路に沿って動かされ、本明細書中の教示に鑑みて、非球状のターゲット領域を形成することができる。任意の与えられた患者に対して、治療量の形状、すなわち、線量分布つまりターゲット領域と、放射量、すなわち、その量の中に与えるべき線量の分配とを決定することを含む治療計画がつくられる。たとえば、曲線 210 の場合に、楕円形状のターゲット領域に与えられる放射線量は、半径 R を変更することにより、或いは、放射線外科ビ

ームの強さを変更することにより変えることができる。多くの場合に、R を最小にして、放射線外科ビームのシャドウコンポーネント (shadow component) を最小にできることが好ましい。治療箇所 TP1、TP2 などを変更することにより、楕円形状のターゲット領域を変更し、或いは、カスタマイズすることができる。本発明は、各患者に対する最良の治療計画を作るための柔軟な作業ツールとして機能する。

装置 10' が、ロボットアームを、予め定められた非環状で、かつ、非直線状の経路に沿って適切に動かすことにより、非球状のターゲット領域を形成するために作動する方法と、ロボットアームが、独立した非常停止装置により、自動的に停止できる方法とを説明したが、次に、装置 10、10' のビーム発生装置 20、120 がつねにターゲット領域に照準を合わせることを確実にするために、装置 10、10' が作動する一意的な方法を説明する。前述したように、装置 10、10' の各々は、予め得られた基準データを用いて、患者の特定のターゲット領域に、定位的放射線手術を実行する。この基準データは、ある基準点の近傍をも含む周辺領域に対するターゲット領域の位置を示している。また、この議論で引用するように、装置は、一対の標識放射線ビーム、すなわち、ターゲット位置決めビームを利用している。これらビームは、ターゲット領域および基準点を含む周辺領域を通過し、周辺領域を通過した後に、周辺領域内の基準点の位置を

示すデータを含むようになる。前述したように、この位置データは、関連する検出器により収集され、マルチプロセッサコンピュータに送られる。コンピュータは、このデータを、予め得られた基準データと比較し、これら各々の比較中の基準点の各々に対するターゲット領域の位置を測定する。放射線外科ビームは、この情報に基づいて、ほぼリアルタイムに、ターゲット領域に正確に向けられる。

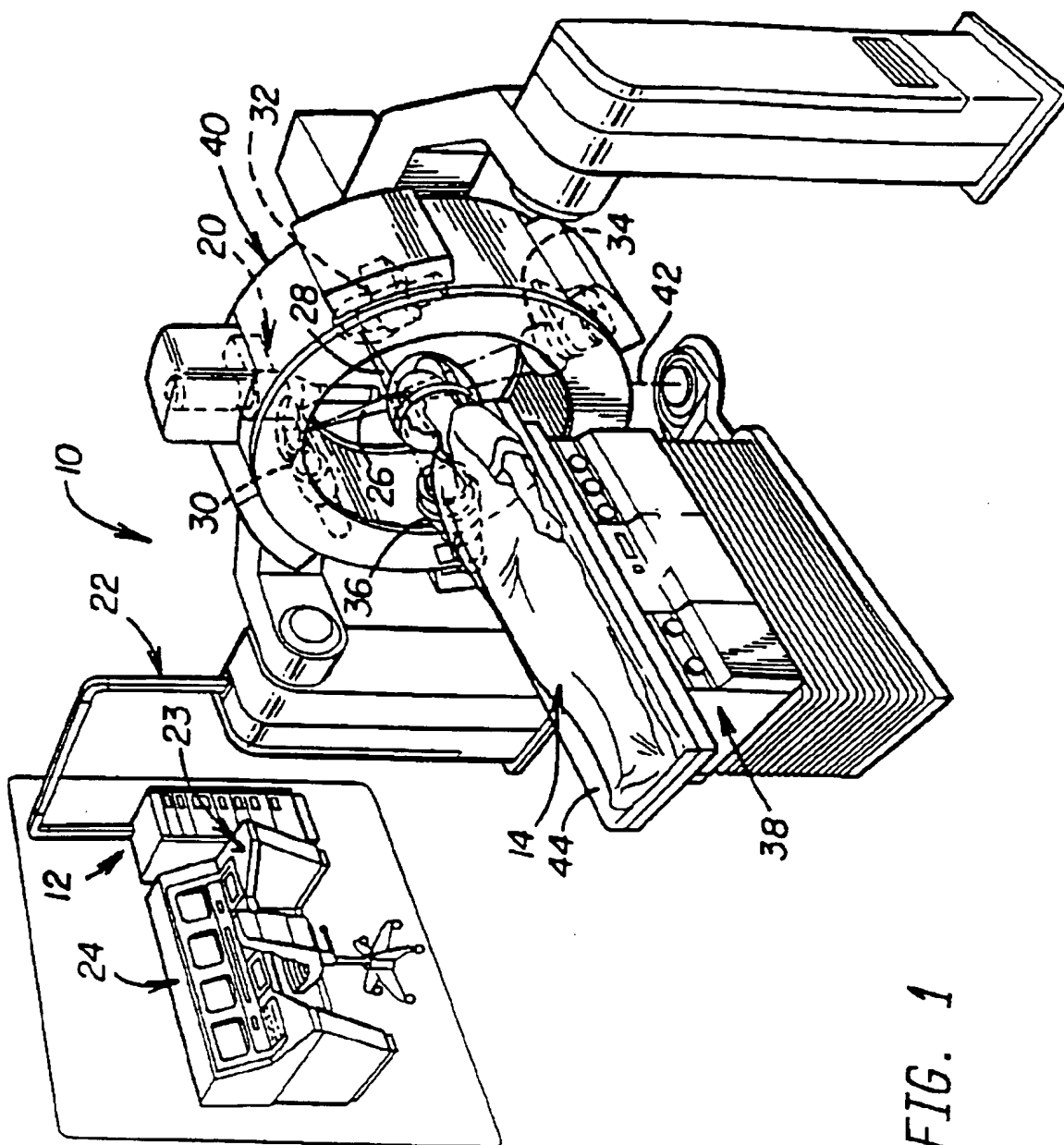
本発明のさらなる特徴によれば、放射線外科ビームがつねにターゲット領域に向けられることを確実にするために記載された種々のステップが、第9図に示されるように、特定の時間的なオーダで実行される。第9図に示された治療期間は、ビーム発生装置20、120が静止し、そのビームがオンである期間を示している。ターゲット位置決め期間は、治療期間の間の期間を示し、ターゲット位置決め装置がオンになり、位置決めデータを生成する第1のサブピリオドと、位置決

めデータを予め得られた基準データと比較する第2のサブピリオドと、ビーム発生装置が、必要な場合にビームを位置決めし、すぐ前の比較に基づいて、ターゲットにビームを向けることを保証する最終的な第3のサブピリオドとを有している。特に、ターゲット位置決め期間の全てを構成する第1のサブピリオド、第2のサブピリオドおよび第3のサブピリオドが、互いに、直接続いており、ターゲット位置決め期間は、治療期間に直接続いていくことに留意すべきである。ターゲット位置決め期間中に、ビーム発生装置は、ある治療箇所から他の治療箇所まで動く横断経路に沿って動かされる。本発明の実際に作動する実施例において、治療期間の各々は、0.5ないし1秒間持続し、ターゲット位置決め期間の各々は、1ないし2秒持続する。したがって、ビーム発生装置20、120は、全装置の作動中に、毎秒或いは2秒ごとに、オンオフされる。

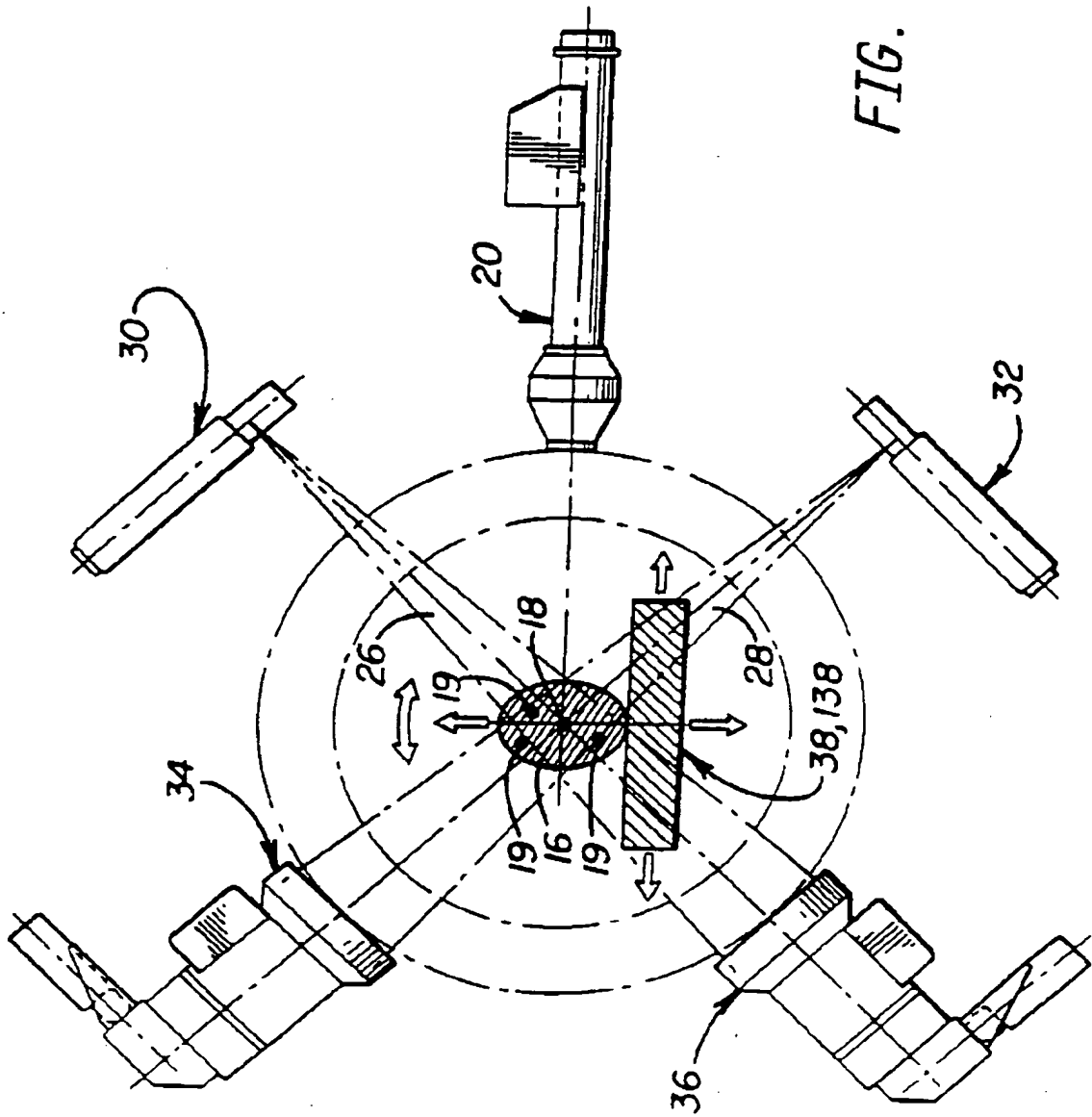
本発明を、その特定の実施例とともに説明したが、さらに変形することが可能であることを理解すべきである。また、本発明が、いかなる本発明の変形、使用、適用をもカバーするものであり、一般に、本開示からの逸脱が、本発明に関連する技術分野において知られ、或いは、通常なされるものである場合に、前述した基本的な特徴に適用可能であり、発明の範囲および添付した請求の範囲の限定

に含まれることを理解すべきである。

【 図 1 】



【 図 2 】



【 図 3 】

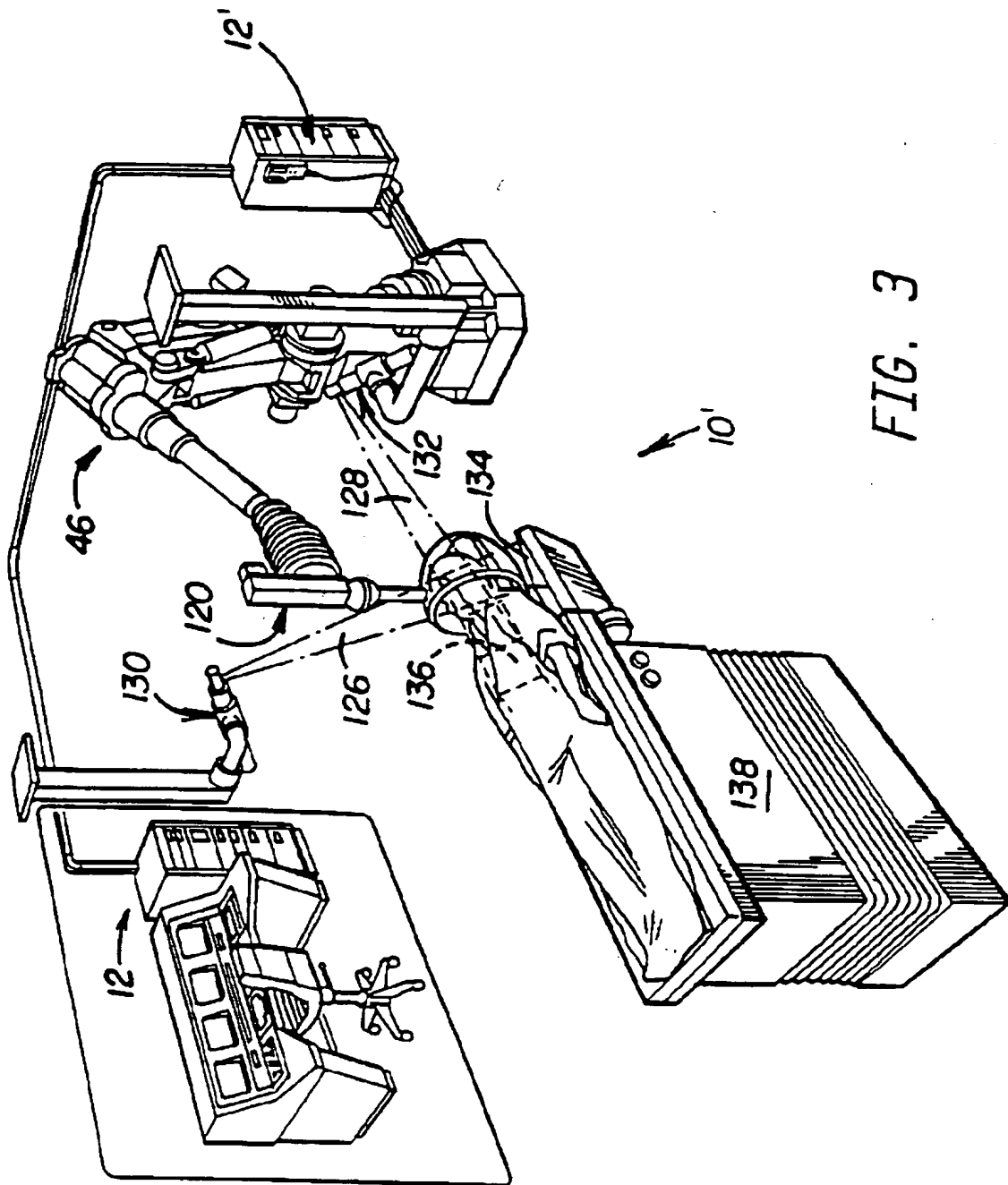
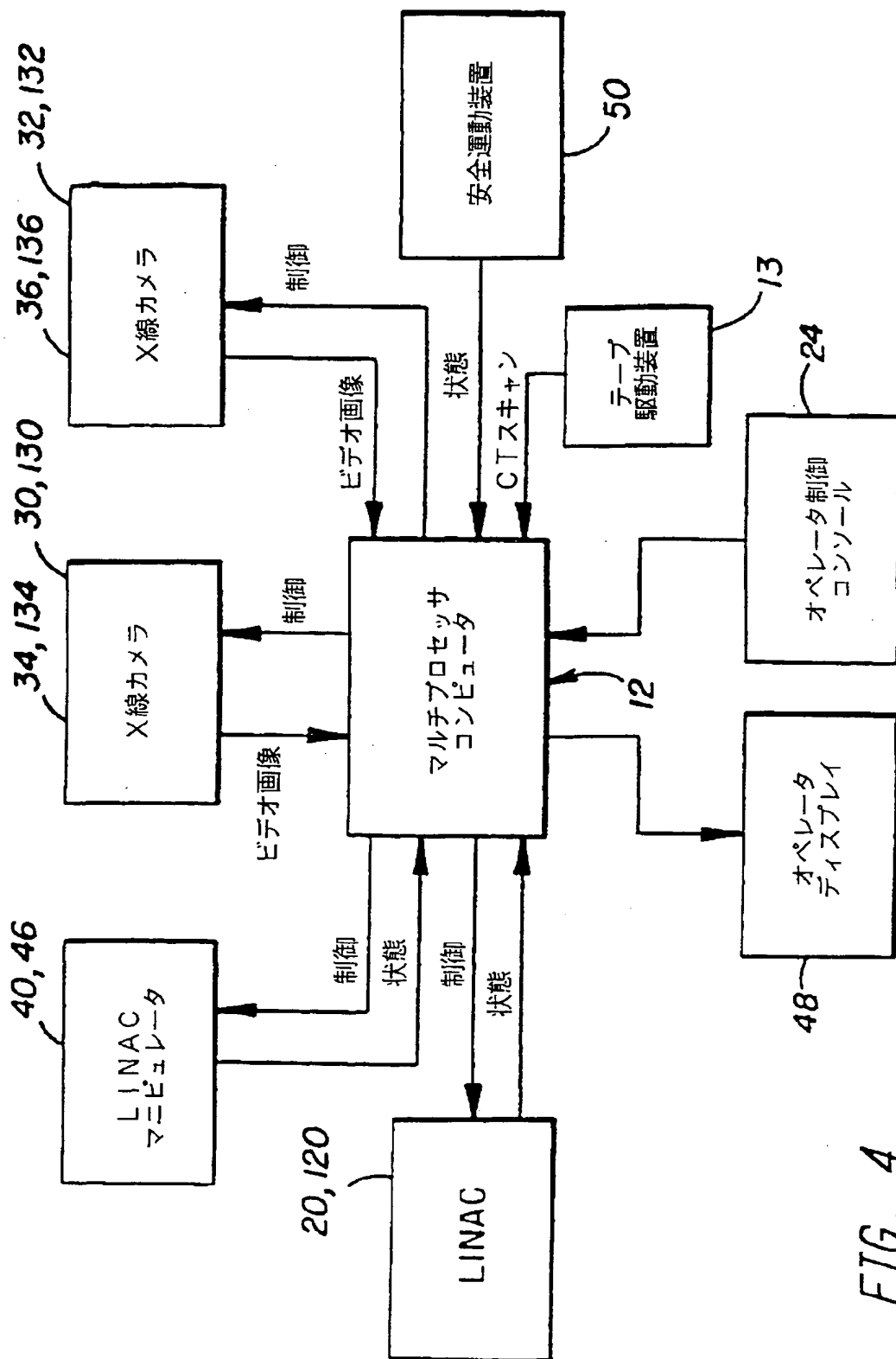


FIG. 3

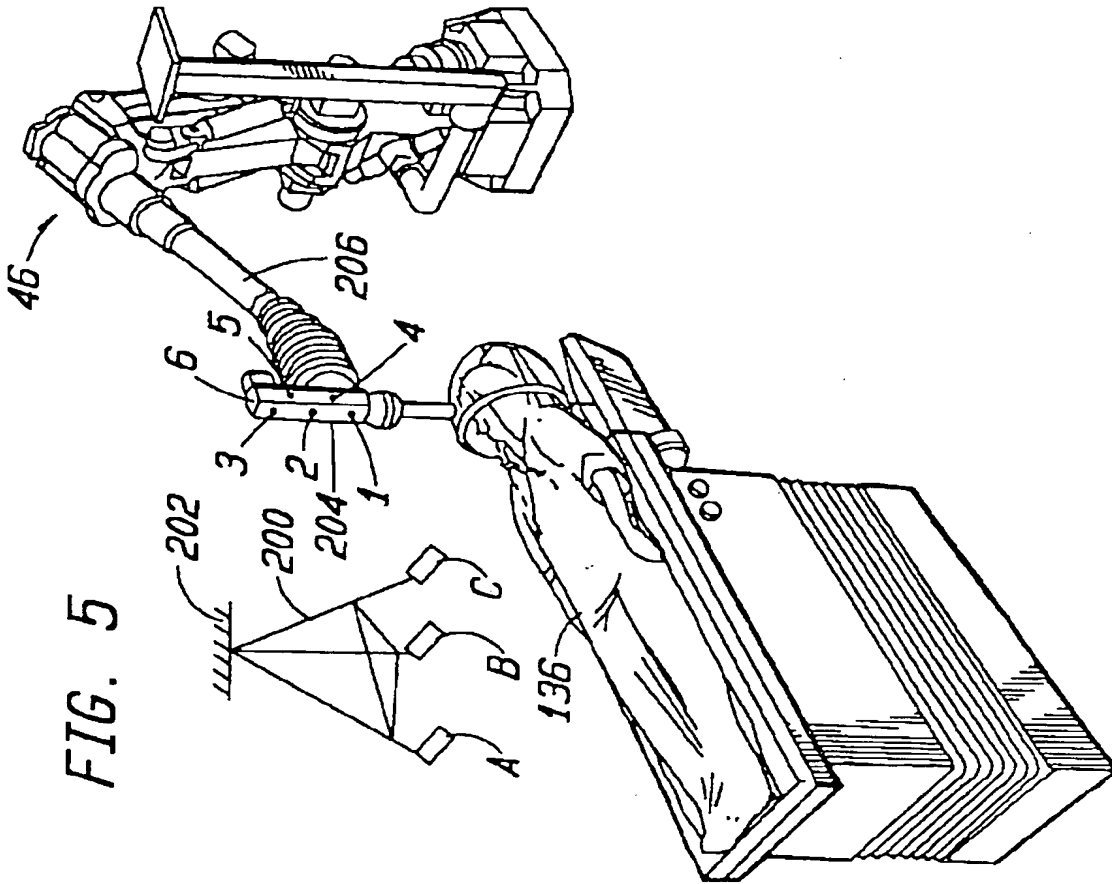
【 図 4 】



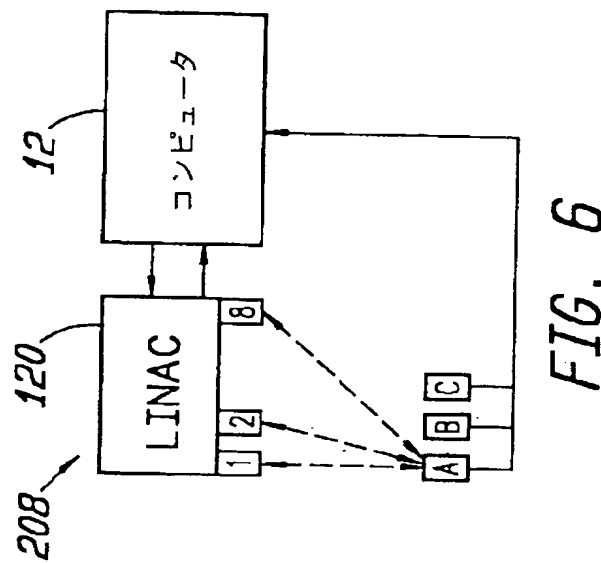
システムブロックダイヤグラム

FIG. 4

【 図 5 】



【 図 6 】



【 図 9 】

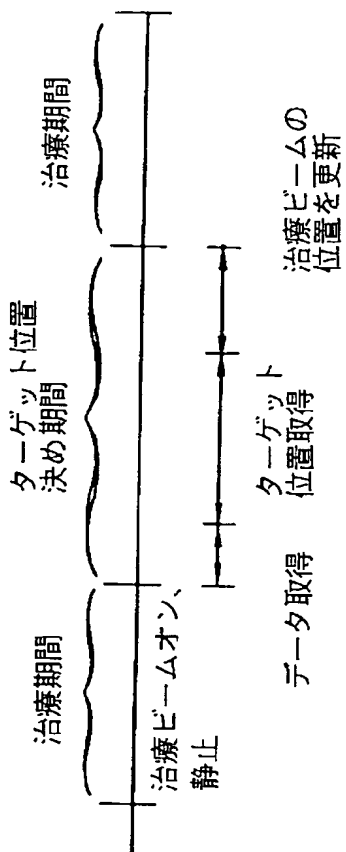


FIG. 9



【 図 7 】

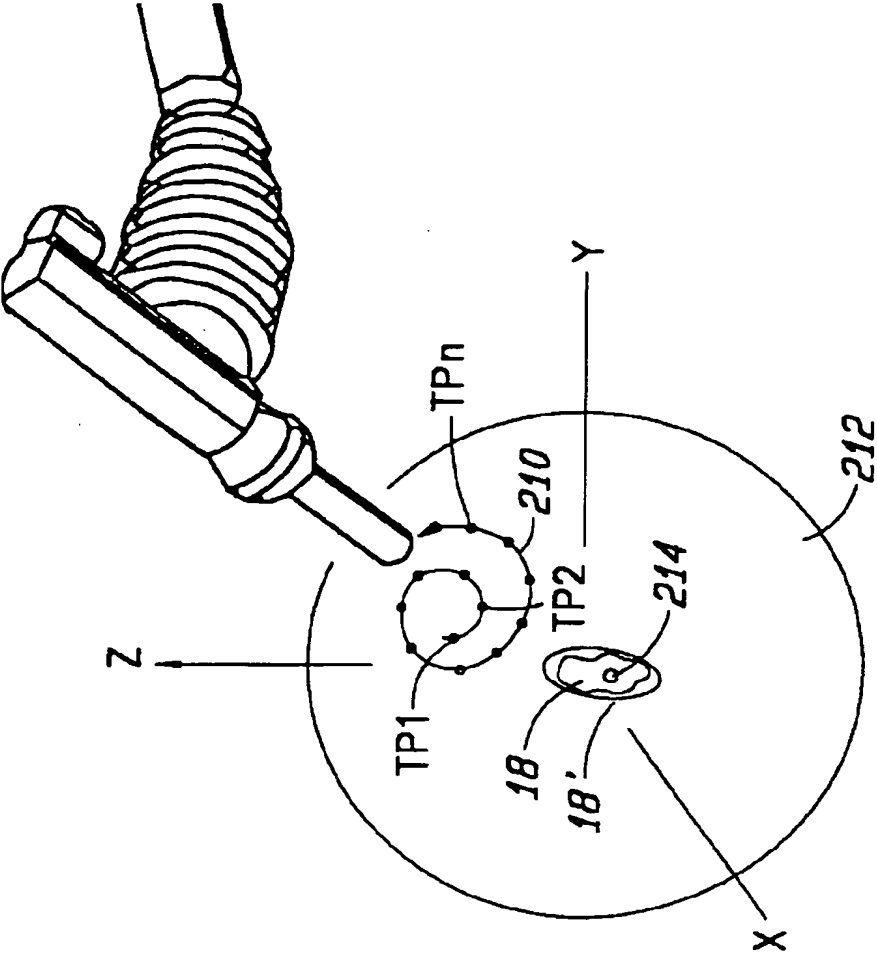


FIG. 7

【 图 8 】

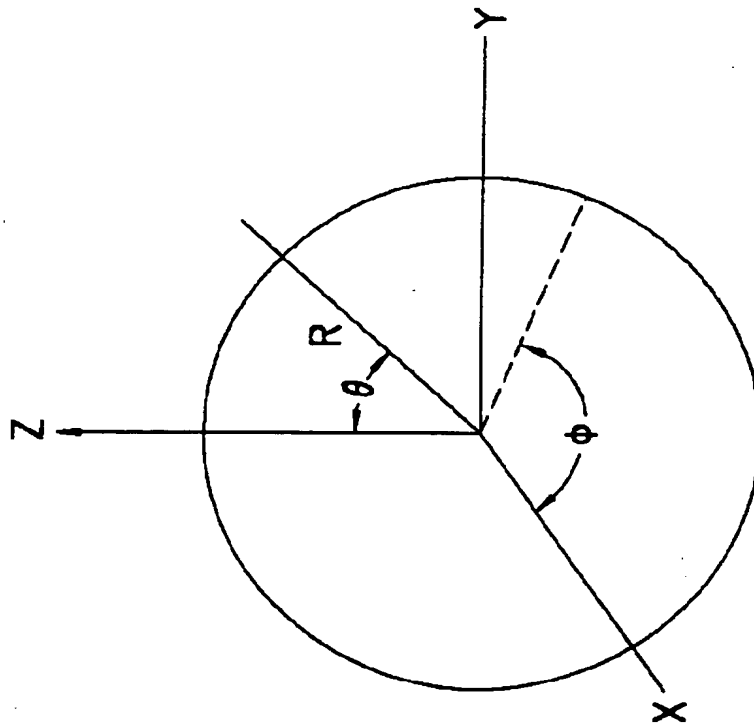
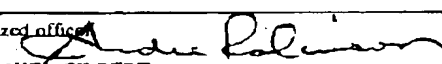


FIG. 8

【 国 際 調 査 報 告 】

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Int. l. application No.  
PCT/US93/11872

<b>A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER</b> IPC(5) : A61B 6/00 US CL : 128/653.1; 606/130 According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
<b>B. FIELDS SEARCHED</b> Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) U.S. : 128/653.1, 660.01, 660.09, 660.1, 906; 606/130; 364/413.24, 413.25, 413.26; 378/195, 196, 197, 198, 205, 208, 65, 17 Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched none Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used) none		
<b>C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT</b>		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y,P	US, A, 5,207,223 (Adler) 04 May 1993, see entire document.	1-10, 12-19, 21-23, and 26-34
Y	US, A, 5,078,140 (Kwoh) 07 January 1992, see entire document	10, 19, and 23
A	US, A, 5,037,374 (Carol) 06 August 1991, see entire document	1-34
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> See patent family annex.		
* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be part of particular relevance "E" earlier document published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" documents of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "Z" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 19 January 1994		Date of mailing of the international search report 11 MAR 1994
Name and mailing address of the ISA/US Commissioner of Patents and Trademarks Box PCT Washington, D.C. 20231 Facsimile No. NOT APPLICABLE		Authorized officer  SAMUEL GILBERT Telephone No. (703) 305-0858

---

【要約の続き】

止し、ビームをオフにする。第 3 の実施例において、装置は、放射線手術／放射線治療ビームと離間しているが、これと協動する複数のターゲット位置決めビームを使用し、ほぼリアルタイムに、ターゲット領域を、正確かつ連続的に、位置させることができる。